

(19) 世界知的所有権機関  
国際事務局



(43) 国際公開日  
2003年7月24日 (24.07.2003)

PCT

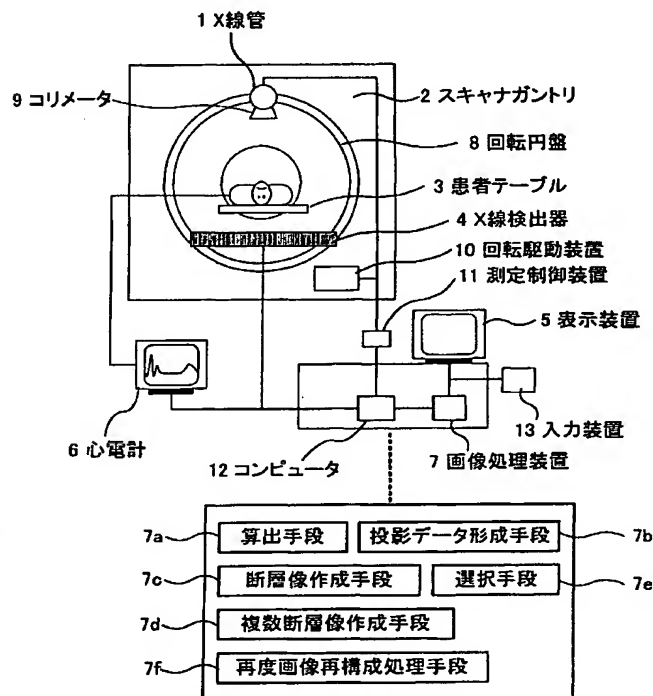
(10) 国際公開番号  
WO 03/059167 A1

- (51) 国際特許分類<sup>7</sup>: A61B 6/03 (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 株式会社日立メディコ (HITACHI MEDICAL CORPORATION) [JP/JP]; 〒101-0047 東京都千代田区内神田一丁目1番14号 Tokyo (JP).
- (21) 国際出願番号: PCT/JP03/00090
- (22) 国際出願日: 2003年1月9日 (09.01.2003)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (72) 発明者; および  
(75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 國分 博人 (KOKUBUN, Hiroto) [JP/JP]; 〒277-0812 千葉県柏市花野井750-17-204 Chiba (JP). 宮崎 靖 (MIYAZAKI, Osamu) [JP/JP]; 〒302-0102 茨城県守谷市松前台6-12-6 Ibaraki (JP).
- (30) 優先権データ:  
特願2002-3321 2002年1月10日 (10.01.2002) JP (74) 代理人: 吉岡 宏嗣 (YOSHIOKA, Kohji); 〒160-0023 東京都新宿区西新宿7-22-27 KNビル Tokyo (JP).

[続葉有]

(54) Title: X-RAY CT IMAGING METHOD AND X-RAY CT DEVICE

(54) 発明の名称: X線CTイメージング方法及びX線CT装置



1...X-RAY TUBE  
9...COLLIMATOR  
2...SCANNER GANTRY  
8...ROTARY DISK  
3...PATIENT TABLE  
4...X-RAY DETECTOR  
10...ROTARY DRIVE  
11...MEASUREMENT CONTROL DEVICE  
5...DISPLAY DEVICE  
6...CARDIOGRAPH

12...COMPUTER  
7...IMAGE PROCESSOR  
13...INPUT DEVICE  
7a...CALCULATING MEANS  
7b...PROJECTED DATA FORMING MEANS  
7c...TOMOGRAM CREATING MEANS  
7d...SELECTING MEANS  
7e...PLURAL TOMOGRAM CREATING MEANS  
7f...ANOTHER IMAGE RE-CONSTITUTING MEANS

(57) Abstract: An X-ray CT device for generating a tomogram by re-constituting projection data acquired by scanning a predetermined sliced surface of a subject comprising a detecting means for detecting the static cardiac time phase with less motion artifact in a predetermined portion of the subject based on acquired cardiac information related to the projection data, and an image re-constituting means for re-constituting the projection data corresponding to the stationary cardiac time phase detected by the detecting means to generate the tomographic image. The artifact of the cardiac tomographic image is reduced thereby.

[続葉有]



(81) 指定国 (国内): CN, US.

添付公開書類:  
— 国際調査報告書

(84) 指定国 (広域): ヨーロッパ特許 (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, SI, SK, TR).

2文字コード及び他の略語については、定期発行される各PCTガゼットの巻頭に掲載されている「コードと略語のガイダンスノート」を参照。

(57) 要約:

被検体の所定のスライス面をスキャンして取得された投影データを再構成し断層像を生成するX線CT装置において、投影データに関連付けて取得された心電情報に基づいて被検体の所定の部位におけるモーションアーチファクトが少ない静止心時相を検出する検出手段と、検出手段が検出した静止心時相に対応する投影データを再構成して前記断層像を生成する画像再構成手段とを有する構成とすることにより、心臓断層像のアーチファクトを低減する。

## 明 細 書

## X線CTイメージング方法及びX線CT装置

5

## 技術分野

本発明はX線CT (Computed Tomography) イメージング方法及び装置に関し、より詳細には、心臓などの撮像対象の周期的運動の同一時相の画像を取得することができるX線CTイメージング方法及び装置に関する。

10

## 背景技術

一般に心臓のCT検査では、心臓の拍動の影響により断層画像にモーションアーチファクトが現れ、診断上好ましくない画像となる。このようなモーションアーチファクトを低減するため、スキャン速度を1心拍周期に比べて高速にして心拍の影響を低減することが提案されている。しかし、人体の心臓の心拍数は、人によっても、また同じ人であってもそのときの肉体的状態や精神状態によって異なる。

そこで、従来、心拍周期に同期させずにスキャンデータに心電波形を付加して撮影し、投影データを得た後に心拍時相（以下心時相という）が同一の投影データを組み合わせることで画像を再構成する方法が、特開 2001-137232 号公報に開示されている。これは、被検体の心電周期を測定し、この測定された心電周期に対して非同期の角速度で被検体の心臓を走査して投影データを取得し、時間的に不連続な投影データのセグメントから被検体の心臓の断層画像を作成する。作成された画像は、心電周期の選択された部分、例えば比較的静止した部分に相当するものとなる。

つまり、心電情報を用いて心臓の動きが最も少ない心時相（以下、静止心時相と称す）で撮影された投影データを画像再構成して心臓断層像を得ることにより、心臓の拍動の影響によるモーションアーチファクトを低減することが開示されて

いる。ここで、心時相とは、心拍周期を複数の区間に分割した概念である。例えば、心電波形において周期的に出現するR波の間隔を $n$ ( $n$ は整数)等分し、等分された各時間区分を心時相とし、基準とするR波からの順番により表現することができる。あるいは、R波周期を100%とし、基準とするR波からの時間軸の位置を心時相として、%で表現することもできる。つまり、静止心時相を表現するときは、図2に示すように、R波周期を100%として基準とするR波からの相対位置(%)によって表される。

しかし、心臓の部位あるいは心臓周辺の部位によっては、心拍動の影響の少ない心時相が異なる。したがって、観察対象となる部位に応じて適切な静止心時相を決定し、その静止心時相に対応した投影データを用いて画像再構成をしなければ、モーションアーチファクトを生じる可能性がある。また、上述したように、静止心時相は撮影対象の患者や患者の健康状態によっても変動するものであり、装置によって決定された静止心時相では、モーションアーチファクトの少ない心臓断層像を得ることができない場合がある。この場合、静止心時相を決定する手段として、同じ測定位置で心時相の異なる断層像を複数作成し、その内からモーションアーチファクトの少ない画像を選択することが考えられる。しかし、複数枚の断層像を作成することは長時間を要し、また操作者が複数枚の断層像からモーションアーチファクトの少ない画像を選択する手間が生じてしまう。

## 20 発明の開示

本発明の目的は、短時間で着目部位において心臓の拍動によるモーションアーチファクトが少ない心臓断層像を得ることができるX線CTイメージング方法及びX線CT装置を提供することにある。

本発明は、被検体の所定のスライス面をスキャンして取得された投影データを再構成して断層像を生成するX線CTイメージング方法において、前記投影データに関連付けて心電情報を取得し、取得した心電情報に基づいて前記被検体の所定の部位におけるモーションアーチファクトが少ない静止心時相を検出し、検出された前記静止心時相に対応する投影データを画像再構成して前記断層像を生成

することを特徴とする。

ここで、前記被検体に対して予め心電情報と静止心時相との相関データを準備しておき、この相関データに基づいて前記取得した心電情報に対応する静止心時相を検出することができる。

- 5      また、前記投影データと前記心電情報とに基づいて心時相が異なる複数のサンプル断層像を生成し、該複数のサンプル断層像の中からモーションアーチファクトが少ないサンプル断層像を選択し、選択されたサンプル断層像に対応する心時相を静止心時相として検出することができる。この場合、サンプル断層像の画像サイズを断層像より小さく設定することが好ましい。また、被検体に対して予め
- 10   心電情報と静止心時相との相関データを準備しておき、この相関データに基づいて求められた所定の心時相範囲について、前記複数のサンプル画像を生成することもできる。

- 本発明は、被検体の所定のスライス面をスキャンして取得された投影データを再構成し断層像を生成するX線CT装置において、投影データに関連付けて取得
- 15   された心電情報に基づいて被検体の所定の部位におけるモーションアーチファクトが少ない静止心時相を検出する検出手段と、検出手段が検出した静止心時相に対応する投影データを再構成して断層像を生成する画像再構成手段とを有する構成とする。

- 本発明によれば、静止心時相を心電情報に基づいて検出しているから、観察の
- 20   対象となる部位の静止心時相をより正確に設定し、モーションアーチファクトを低減することができる。

- また、検出手段は、被検体ごとに、予め求められる心電情報と静止心時相との相関データに基づいて静止心時相を検出するようにしてもよい。この場合、身体
- 25   の部位毎の静止心時相の違いに対処するため、相関データは被検体の異なった部位ごとに準備し、所定の部位を検出手段に設定する入力手段を備えて構成する。
- この場合、相関データが準備されている部位の名称を表示装置に表示して操作者に選択させるようにしてもよい。また、静止心時相は心拍数に応じて変化することが知られているから、相関データは、少なくとも心拍数と静止心時相との相関

を含んで構成することができる。

ところで、検出された静止心時相に対応する投影データは、1回の心拍周期中に取得されたものであってもよいが、複数の心拍周期にわたって投影データを取得し、各周期の該当静止心時相における投影データを合成し、合成された投影データに基づいて断層像を画像再構成してもよい。すなわち、X線CT装置において、複数の心拍周期にわたって取得された投影データを保持する記憶手段と、検出手段が検出した静止心時相に対応する投影データを記憶手段から読出して合成する投影データ合成手段とを設け、画像再構成手段は投影データ合成手段が合成した投影データを再構成するようにする。

- 10 一方、検出手段は、投影データと心電情報とに基づいて心時相が異なる複数のサンプル断層像を生成するサンプル断層像再構成手段と、複数のサンプル断層像の中からモーションアーチファクトが少ないサンプル断層像を選択する選択手段とを備えてなり、画像再構成手段は、選択手段が選択したサンプル断層像の心時相に対応する投影データを再構成して断層像を生成するようにしてもよい。これ
- 15 によれば、各サンプル断層像に対応する心時相のなかから最も適切な心時相を選択することができるから、モーションアーチファクトを低減することができる。

- ところで、モーションアーチファクトが少ない心時相を選択するためには、サンプル断層像の画像サイズは、少なくとも観察対象の部位、いわゆる関心領域が含まれるものであれば足りる。そこで、サンプル断層像のサイズを断層像より小さく設定してもよい。これによれば、サンプル断層像の再構成にかかる演算時間が短縮されてサンプル断層像の生成速度が速くなり、短時間で着目部位のモーションアーチファクトが少ない断層像を得ることができる。
- 20

- この場合、選択手段は、上記任意の撮影位置における心時相の異なる複数のサンプル断層像の各々について選択領域内のCT値の積分値を算出し、一連の心時相のうち、上記CT値の積分値の変動が最も少ないサンプル断層像を選択するように構成したり、相関が最も高い心時相のサンプル断層像を選択するように構成したり、あるいは、心時相が隣り合う断層像とのCT値の積分値の差分を求め、差分が最も小さいサンプル断層像を選択するように構成してもよい。これによれ
- 25

ば、任意の位置におけるモーションアーチファクトが少ない静止心時相を得ることができる。

また、この場合にも複数の心拍周期にわたって取得された投影データを用いて断層像を画像再構成するため、複数の心拍周期にわたって取得された投影データ  
5 を保持する記憶手段と、選択手段が選択したサンプル断層像の心時相に対応する投影データを記憶手段から読出して合成する投影データ合成手段とを備え、画像再構成手段は投影データ合成手段が合成した投影データを再構成するようにしてもよい。

また、サンプル断層像の生成は、心拍周期を通じて均一または等間隔で行って  
10 もよいが、予め静止心時相が含まれると予想される心時相の範囲を検出し、この範囲についてのみ、あるいはこの範囲を密な時間間隔でサンプル断層像を生成してもよい。そこで、サンプル像生成手段は、予め求められた心電情報と静止心時相との相関データに基づいて求めた所定の心時相範囲について複数のサンプル断層像を生成するようにしてもよい。これによれば、静止心時相の検出を早期化し  
15 て短時間でモーションアーチファクトの少ない断層像を得ることができる。

この場合にも、相関データは、被検体の異なった部位ごとに準備されてなり、検出手段に所定の部位を設定する入力手段を備えてなる構成としてもよい。また、相関データは、少なくとも心拍数と静止心時相との相関を含んでなるようにしてもよい。

20

#### 図面の簡単な説明

図 1 は、本発明の一実施の形態による X 線 CT 装置を示すブロック構成図である。

図 2 は、心電計から得られる心電情報を示す特性図である。

25 図 3 は、静止心時相と心拍数との関係を示す静止心時相特性図である。

図 4 は、図 1 に示した X 線 CT 装置により断層像を得るための処理を示すフローチャートである。

図 5 は、図 1 に示した X 線 CT 装置における表示装置の正面図である。

図 6 は、図 1 に示した X 線 C T 装置により断層像を得るための他の処理を示すフローチャートである。

図 7 は、図 6 に示した処理の際の表示装置を示す正面図である。

図 8 は、図 6 に示した処理の詳細を説明する工程図である。

5 図 9 は、複数の断層像が生成される n 種類の心時相を示す図である。

### 発明を実施するための最良の形態

以下、本発明の実施の形態を図面に基づいて説明する。

10 図 1 は、本発明の一実施の形態による X 線 C T 装置の概略構成を示すブロック構成図である。

この X 線 C T 装置は、X 線照射および検出を行なうスキャナガントリ部 2 と、このスキャナガントリ部 2 で検出された計測データから投影データを作成して投影データを C T 画像信号に処理する画像処理装置 7 と、C T 画像を出力する表示装置 5 とを備えている。スキャナガントリ部 2 は、測定制御装置 11 によって制御される回転駆動装置 10 によって回転駆動される回転円盤 8 と、この回転円盤 8 に搭載された X 線管 1 と、この X 線管 1 に取り付けられて X 線束の方向を制御するコリメータ 9 と、回転円盤 8 に搭載された X 線検出器 4 とを備えている。また X 線管 1 から発生する X 線強度は測定制御装置 11 によって制御され、この測定制御装置 11 は入力装置 13 を有するコンピュータ 12 によって操作される。一方、画像処理装置 7 は被検体の心電波形を取得するために心電計 6 に接続されている。

25 画像処理装置 7 は、算出手段 7 a と、投影データ形成手段 7 b と、断層像作成手段 7 c と、サンプル断層像作成手段 7 d と、選択手段 7 e と、完全断層像再構成処理手段 7 f 等の種々の機能を有して構成されている。算出手段 7 a は、撮影中に得られた被検体の心電情報に基づいて、任意の位置またはスライス面を撮影した時刻の R 波の間隔から被検体の心拍数を算出し、この心拍数からスライス面上における任意の身体部位でのモーションアーチファクトが少ない静止心時相を



- 算出して、静止心時相を検出する検出手段である。投影データ形成手段 7 b は、算出手段 7 a で算出した静止心時相に対応し、かつ画像再構成演算に必要な投影角度範囲について複数の心拍周期にわたって取得された投影データを組み合わせた投影データを形成または合成する。断層像作成手段 7 c は、投影データ形成手段 7 b で得られた投影データから任意の撮影位置における断層像を画像再構成によって作成または生成する。サンプル断層像作成手段 7 d は、任意の撮影位置における再構成処理後の再構成画像上で上記撮影位置における心時相の異なる複数の断層像、換言すればサンプル断層像を作成する。選択手段 7 e は、サンプル断層像作成手段 7 d による複数の断層像の中から最もモーションアーチファクトの少ない心時相における断層像を選択する。完全断層像再構成処理手段 7 f は、選択手段 7 e により選択された断層像を完全断層像再構成処理して完全な断層像を作成する。

- 図示のように患者テーブル 3 に被検体を寝かせた状態で、X線管 1 からX線を照射すると、このX線はコリメータ 9 により指向性を得てX線検出器 4 によって検出される。この際に、回転円盤 8 を被検体の周りに回転させることにより、X線を照射する方向を変えながらX線検出器 4 を用いてX線を検出する。このようにして検出した計測データは画像処理装置 7 に転送されて、心電計 6 により計測される被検体の心電情報と、測定制御装置 11 から得られる撮影条件からモーションアーチファクトの少ない投影データを形成し、CT画像に再構成して表示装置 5 に出力する。

- 静止心時相は、心臓の部位、あるいは心臓周辺の部位によって異なることが知られている。また、静止心時相は被検体の心拍数の影響を受けることが知られており、図 3 のような関係がある。図 3 は、日本放射線技術学会第 57 回総会学術大会における一般演題番号 293 「マルチスライスCTを用いた心電同期再構成法による心臓CTの初期経験」から引用した静止心時相特性図を示しており、横軸に被検体の心拍数、縦軸は隣接するR波間の相対位置をパーセンテージで表している。図 3 に示すように回旋枝 a、前下降枝 b および右冠動脈 c などの各部位は、心拍数が増えるにつれて静止心時相のパーセンテージが増加する傾向がある。

また、各部位毎に静止心時相の増加率が異なることが分かる。また、図3の静止心時相はあくまで一般的な患者の傾向を示すものであり、撮影対象となる患者の個体差、患者の健康状態によって変動する。

図3のような傾向から、撮影時に心電計6にて測定した被検体の心拍数が分かれば、操作者が着目する心臓の部位、あるいは心臓周辺の部位における静止心時相が求められ、その静止心時相にて撮影された投影データを画像再構成することによって、操作者の着目部位において最もモーションアーチファクトの少ない断層像を得ることができる。

図4は、上述したX線CT装置によりモーションアーチファクトの少ない断層像を得るまでの動作工程を示すフローチャートである。

始めに、ステップS1で心電計6によって測定された心電情報を画像処理装置7に読み込む。画像処理装置7の算出手段7aは、読み込んだ心電情報からステップS2で撮影時の被検体の心拍数を算出する。次に操作者は、ステップS3として着目部位を入力装置13によって指定する。予め、画像処理装置7には心臓の部位、つまり右冠状脈、左冠状脈、回旋枝など、あるいは心臓周辺の部位、つまり肺動脈、肺静脈、肺野などごとに、図3のような心拍数と静止心時相の関係を予め求めてデータとして記憶しており（以下静止心時相データと称す）、ステップS2で算出した患者の心拍数と、ステップS4で画像処理装置7に記憶した着目部位の静止心時相データを読み込み、ステップS5で算出手段7aはこれらから着目部位の静止心時相を算出する。このときの着目部位の指定は、図5に示すように画像処理装置7に記憶されている静止心時相データ名を、表示装置5のユーザーインターフェイス5aに表示し、部位16a～16nの指定を入力装置13を用いて選択することにより行なわれ、操作者はスムーズに着目部位の選択を行なうことができる。

次に、画像処理装置7の投影データ形成手段7bは、ステップS6で心電情報を基に静止心時相に撮影された任意のスライス位置における画像再構成に必要な投影角度範囲の投影データを形成する。この場合、時間分解能の向上のため異なるスキャンデータから、同じ心時相の投影データを収集する方法が取られる。形

成された投影データは、ステップS 7で断層像作成手段7 cにより画像再構成され、ステップS 8で表示装置5に描画される。これらの手順により、操作者が着目する部位において最もモーションアーチファクトの少ない断層像を得ることができる。

- 5 前述したように静止心時相は、撮影対象の患者、患者の健康状態によって変動するため、図4で示した手法を用いても断層像にモーションアーチファクトが生じる場合がある。そのような場合でも、任意のスライス位置におけるモーションアーチファクトの少ない断層像を得ることを可能とする手法を図6に示したフローチャートで説明する。
- 10 始めに、ステップS 1で任意のスライス位置における断層像を表示装置5に表示する。次に、ステップS 2で図7のように操作者は入力装置13を使用し、着目部位16を入力装置13を用いて範囲指定する。このような範囲は、後述するように演算負荷を低減してサンプル断層像の生成時間を短縮するためには小さいほうがよいが、少なくとも心拍周期にわたって観察の対象となる部位が心拍の体
- 15 動によって範囲外に外れてしまうことがないように設定するとよい。次にステップS 3で画像処理装置7のサンプル断層像作成手段7 dは、図8に示すように任意のスライス位置における様々な心時相における投影データを作成し、それぞれの投影データに対して前過程にて指定された断層画像上の範囲についてのみ画像再構成処理を行なう。図8ではn種類の心時相における投影データを作成し、そ
- 20 れぞれの投影データに対して選択範囲内のみの画像再構成を行ない、n種類の心時相におけるサンプル断層像を得ている。図9は、心電図波形とn（nは整数）種類の心時相との関係を示す図である。図9に示すように、n種類の心時相は、1の心拍周期をn等分した間隔ごとの心時相である。この画像再構成処理は選択範囲のみを行なうため、画像領域全体の画像再構成処理に比べて演算時間の短縮
- 25 が図られる。例えば512×512画素の断層像に対して、範囲指定された領域、換言すればサンプル画像のサイズが例えば64×64画素であった場合、演算時間は64分の1に短縮される。

次に、ステップS 4として選択手段7 eは、再構成された心時相の異なる複数

の断層像から最もモーションアーチファクトの少ない心時相における再構成画像を選択する。この選択手段 7 e として次のような手法が考えられる。モーションアーチファクトの少ない心時相における再構成画像を選択するために、それぞれの再構成画像において、指定範囲内の関心領域(R O I)の C T 値の積分値を求め

5 得られた積分値は心時相毎に変動し、着目部位の移動量が大きいほど積分値の変動も大きくなる。つまり、積分値の変動が小さい心時相の再構成画像が、操作者が選択した範囲の部位において最もモーションアーチファクトの少ない心時相の再構成画像となる。このような手法を用いて最もモーションアーチファクトの少ない心時相における再構成画像を選択する。

- 10 もしくは選択手段 7 e として、モーションアーチファクトの少ない心時相における再構成画像を選択するために、それぞれの再構成画像毎に前後の心時相、つまり心時相が隣り合う再構成画像との相関を求める。画像毎に得られる相関は心時相によって変動し、着目部位の移動量が大きいほど相関が低くなる。つまり、相関が最も高い心時相における再構成画像が、操作者が選択した範囲の部位にお
- 15 いて最もモーションアーチファクトの少ない心時相の再構成画像となる。

- あるいは選択手段 7 e として、モーションアーチファクトの少ない心時相における再構成画像を選択するために、それぞれの再構成画像において、前後の心時相における再構成画像との C T 値の差分を求める。各画像の差分は心時相毎に変動し、着目部位の移動量が大きいほど差分が大きくなる。つまり、差分が最も小
- 20 さい心時相における再構成画像が、操作者が選択した範囲の部位において最もモーションアーチファクトの少ない心時相の再構成画像となる。

- このような選択手段 7 e を用いて最もモーションアーチファクトの少ない心時相における再構成画像を選択し、選択された断層像は、操作者によって指定された範囲しか画像再構成が行われていないため、ステップ S 5 として画像処理装置
- 25 7 の完全断層像再構成処理手段 7 f を用いて画像再構成を行ない、得られた完全な断層像を表示装置 5 に描画する。このようにして、静止心時相が変動した場合でも任意のスライス位置におけるモーションアーチファクトの少ない断層像を得ることができる。

尚、上述した実施の形態では、任意のスライス位置における二次元断層像についてのみ言及しているが、同様の処理を複数のスライス位置で繰り返し行ない、得られた複数の断層画像を用いれば、着目部位のモーションアーチファクトの少ない三次元画像が得られることが明らかである。

- 5 以上説明したように本発明によるX線CT装置によれば、心拍数から任意の身体部位でのモーションアーチファクトが少ない静止心時相を得ることができ、しかも各身体部位毎に考慮して算出するため、短時間で着目部位における心臓の拍動によるモーションアーチファクトが少ない心臓断層像を得ることができる。

## 請求の範囲

1. 被検体の所定のスライス面をスキャンして取得された投影データを再構成し断層像を生成するX線CT装置において、前記投影データに関連付けて取得された心電情報に基づいて前記被検体の所定の部位におけるモーションアーチファクトが少ない静止心時相を検出する検出手段と、前記検出手段が検出した静止心時相に対応する投影データを再構成して前記断層像を生成する画像再構成手段とを有することを特徴とするX線CT装置。

2. 請求項1に記載のX線CT装置において、前記検出手段は、前記被検体ごとに予め求められる前記心電情報と前記静止心時相との相関データに基づいて前記静止心時相を検出することを特徴とするX線CT装置。

3. 請求項2に記載のX線CT装置において、前記相関データは、前記被検体の異なった部位ごとに準備されてなり、前記検出手段に前記所定の部位を設定する入力手段を備えてなることを特徴とするX線CT装置。

4. 請求項2に記載のX線CT装置において、前記相関データは、少なくとも心拍数と静止心時相との相関を含んでなることを特徴とするX線CT装置。

5. 請求項2に記載のX線CT装置において、複数の心拍周期にわたって取得された前記投影データを保持する記憶手段と、前記検出手段が検出した静止心時相に対応する前記投影データを前記記憶手段から読出して合成する投影データ合成手段とを備え、前記画像再構成手段は該投影データ合成手段が合成した投影データを再構成することを特徴とするX線CT装置。

6. 請求項1に記載のX線CT装置において、前記検出手段は、前記投影データと前記心電情報とに基づいて心時相が異なる複数のサンプル断層像を生成するサンプル断層像再構成手段と、前記複数のサンプル断層像の中からモーションアーチファクトが少ないサンプル断層像を選択する選択手段とを備えてなり、前記画像再構成手段は、前記選択手段が選択したサンプル断層像の心時相に対応する投影データを再構成して前記断層像を生成することを特徴とするX線CT装

置。

7. 請求項6に記載のX線CT装置において、前記サンプル断層像の画像サイズを前記断層像より小さく設定することを特徴とするX線CT装置。

5 8. 請求項7に記載のX線CT装置において、前記選択手段は、前記複数のサンプル断層像のそれぞれについて所定の領域内のCT値の積分値を算出し、該CT値の積分値の変動が最も少ないサンプル断層像を選択することを特徴とするX線CT装置。

9. 請求項7に記載のX線CT装置において、前記選択手段は、前記心時相が異なる複数のサンプル断層像のそれぞれについて、心時相が隣り合うサンプル断層像との相関を求め、該相関が最も大きいサンプル断層像を選択することを特徴とするX線CT装置。

10 10. 請求項7に記載のX線CT装置において、前記選択手段は、前記心時相が異なる複数のサンプル断層像のそれぞれについて所定の領域内のCT値の積分値を算出し、心時相が隣り合うサンプル断層像のCT値の積分値との差を求め、該差が最も小さいサンプル断層像を選択することを特徴とするX線CT装置。

11. 請求項7に記載のX線CT装置において、複数の心拍周期にわたって取得された前記投影データを保持する記憶手段と、前記選択手段が選択したサンプル断層像の心時相に対応する前記投影データを前記記憶手段から読出して合成する投影データ合成手段とを備え、前記画像再構成手段は該投影データ合成手段が合成した投影データを再構成することを特徴とするX線CT装置。

12. 請求項7に記載のX線CT装置において、前記サンプル断層像生成手段は、予め求められた前記心電情報と前記静止心時相との相関データに基づいて求めた所定の心時相範囲について前記複数のサンプル断層像を生成することを特徴とするX線CT装置。

25 13. 請求項12に記載のX線CT装置において、前記相関データは、前記被検体の異なった部位ごとに準備されてなり、前記検出手段に前記所定の部位を設定する入力手段を備えてなることを特徴とするX線CT装置。

1 4. 請求項 1 2 に記載の X 線 C T 装置において、前記相関データは、少なくとも心拍数と静止心時相との相関を含んでなることを特徴とする X 線 C T 装置。

5 1 5. 被検体の所定のスライス面をスキャンして取得された投影データを再構成して断層像を生成する X 線 C T イメージング方法において、前記投影データに関連付けて取得された心電情報に基づいて前記被検体の所定の部位におけるモーションアーチファクトが少ない静止心時相を検出し、検出された前記静止心時相に対応する投影データを画像再構成して前記断層像を生成することを特徴とする X 線 C T イメージング方法。

10 1 6. 請求項 1 5 に記載の X 線 C T イメージング方法において、前記被検体ごとに予め前記心電情報と前記静止心時相との相関データを取得し、該相関データに基づいて前記静止心時相を検出することを特徴とする X 線 C T イメージング方法。

15 1 7. 請求項 1 5 に記載の X 線 C T イメージング方法において、前記投影データと前記心電情報とに基づいて心時相が異なる複数のサンプル断層像を生成し、該複数のサンプル断層像の中からモーションアーチファクトが少ないサンプル断層像を選択し、選択されたサンプル断層像に対応する心時相を静止心時相とすることを特徴とする X 線 C T イメージング方法。

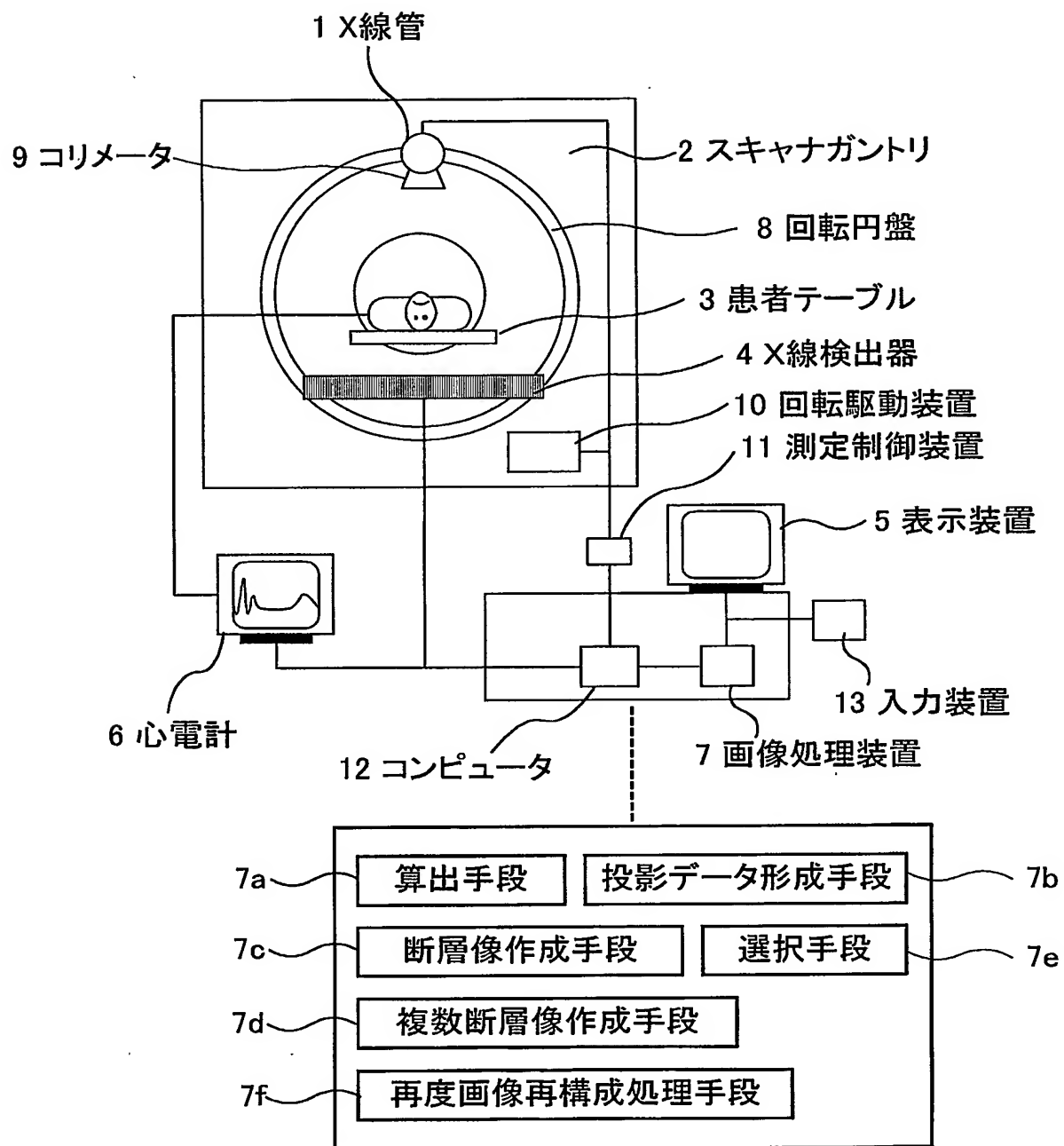
20 1 8. 請求項 1 7 に記載の X 線 C T イメージング方法において、前記サンプル断層像の画像サイズを前記断層像より小さく設定することを特徴とする X 線 C T イメージング方法。

25 1 9. 請求項 1 5 に記載の X 線 C T イメージング方法において、被検体ごとに予め前記心電情報と静止心時相との相関データを取得し、該相関データに基づいて求められた所定の心時相範囲について前記複数のサンプル画像を生成することを特徴とする X 線 C T イメージング方法。



1/5

図1



2/5

図2

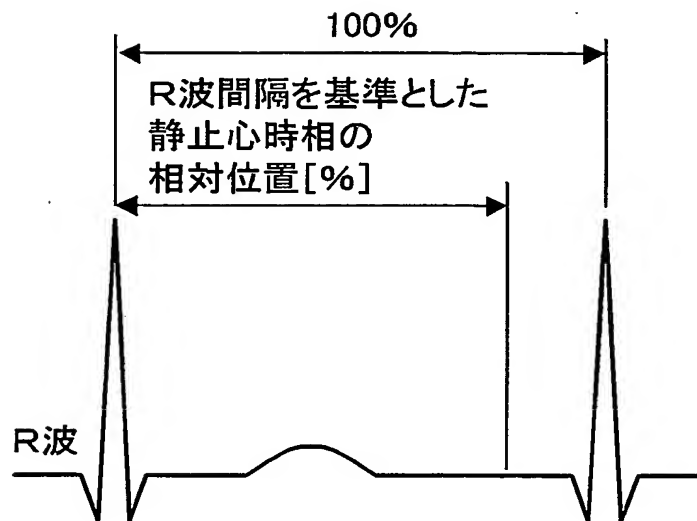
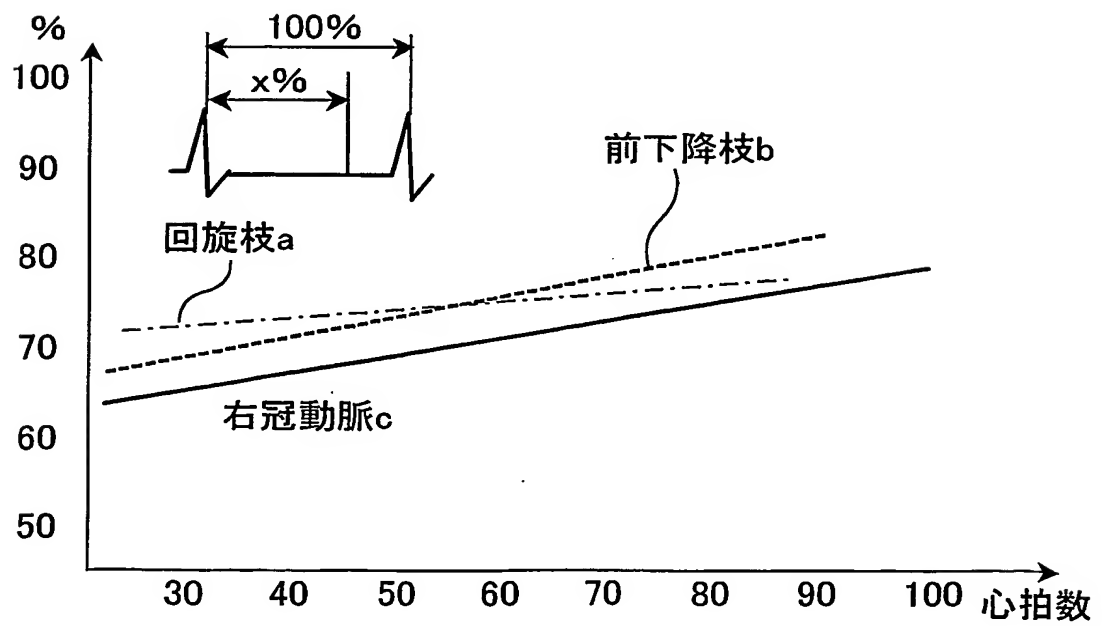


図3



3/5

図4

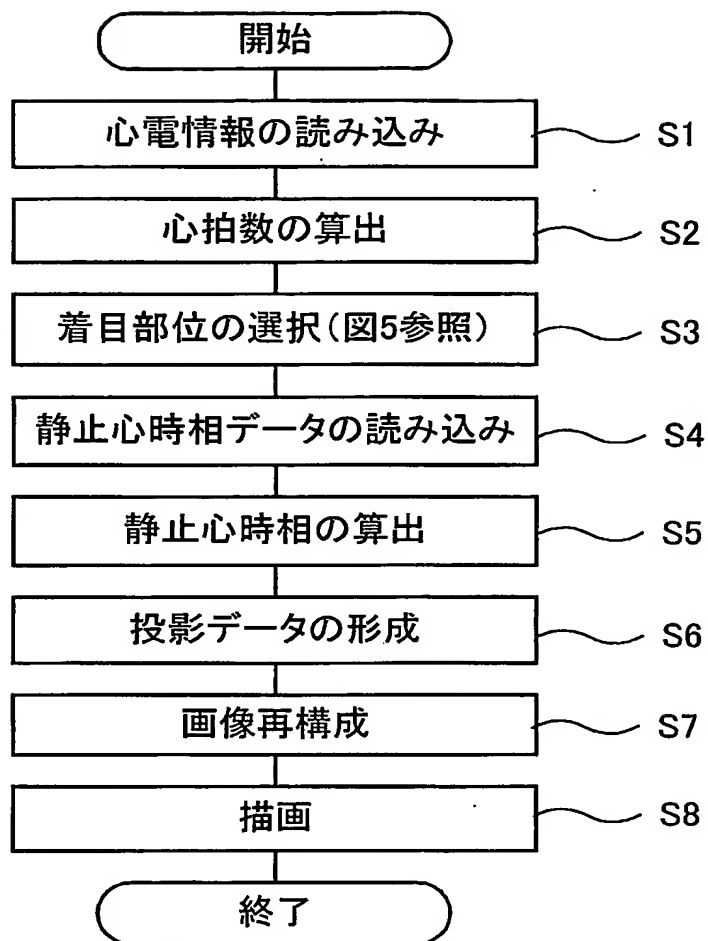


図9

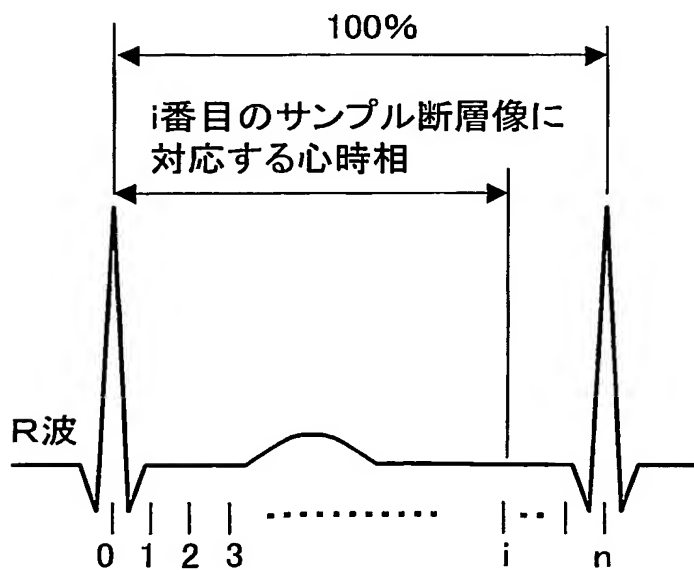


図5

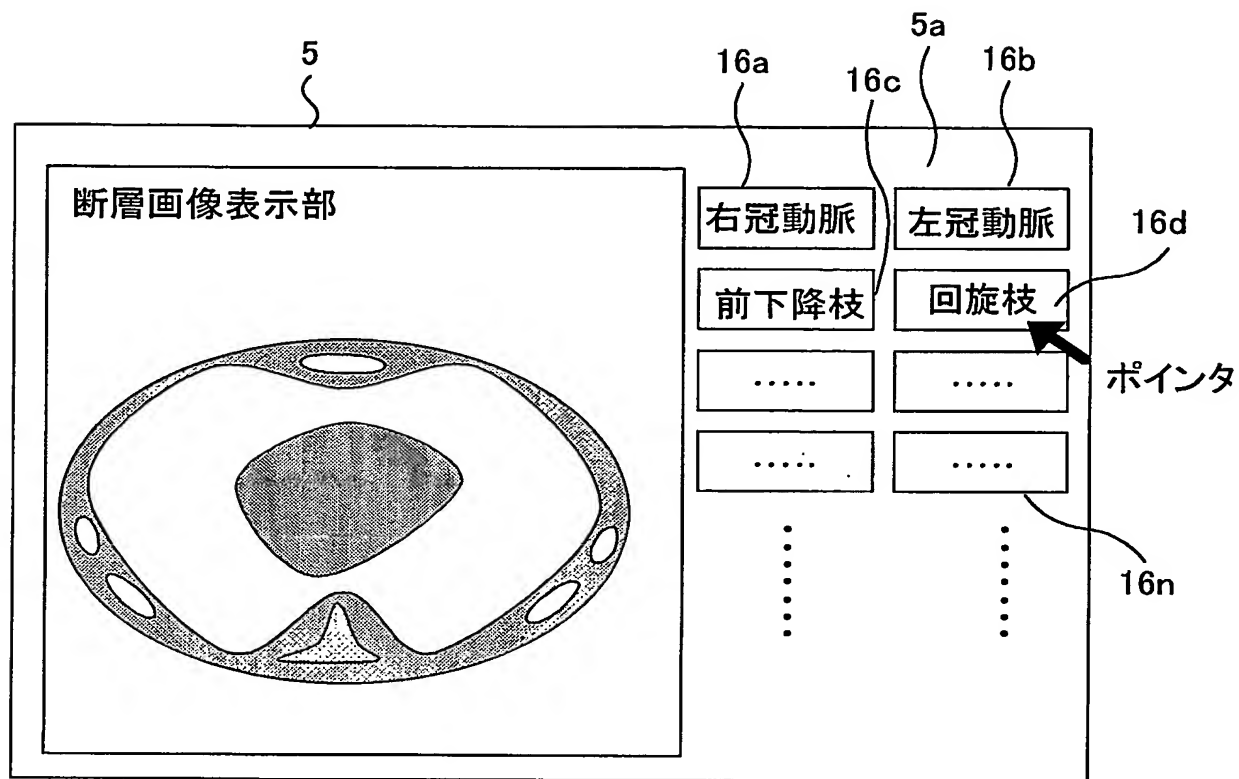
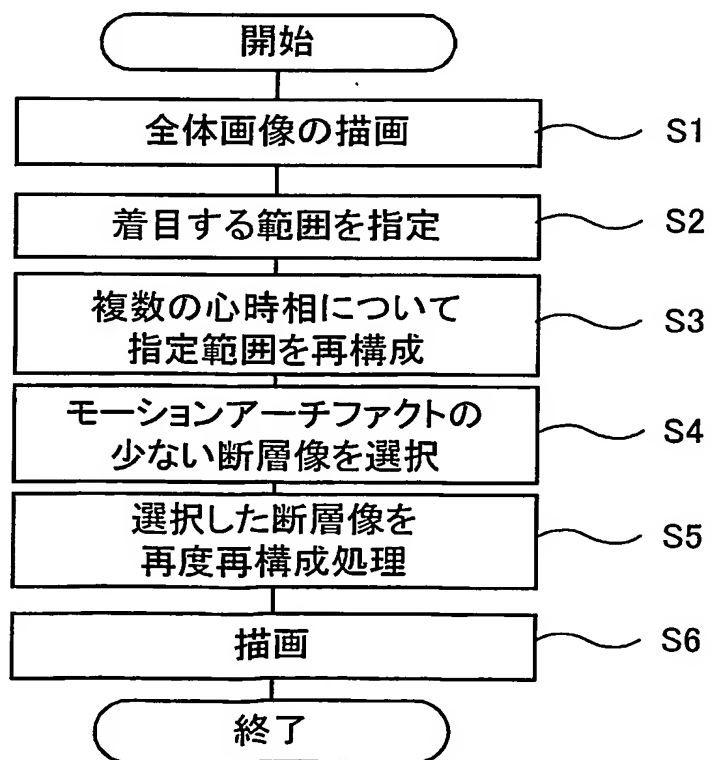


図6



5/5

図7

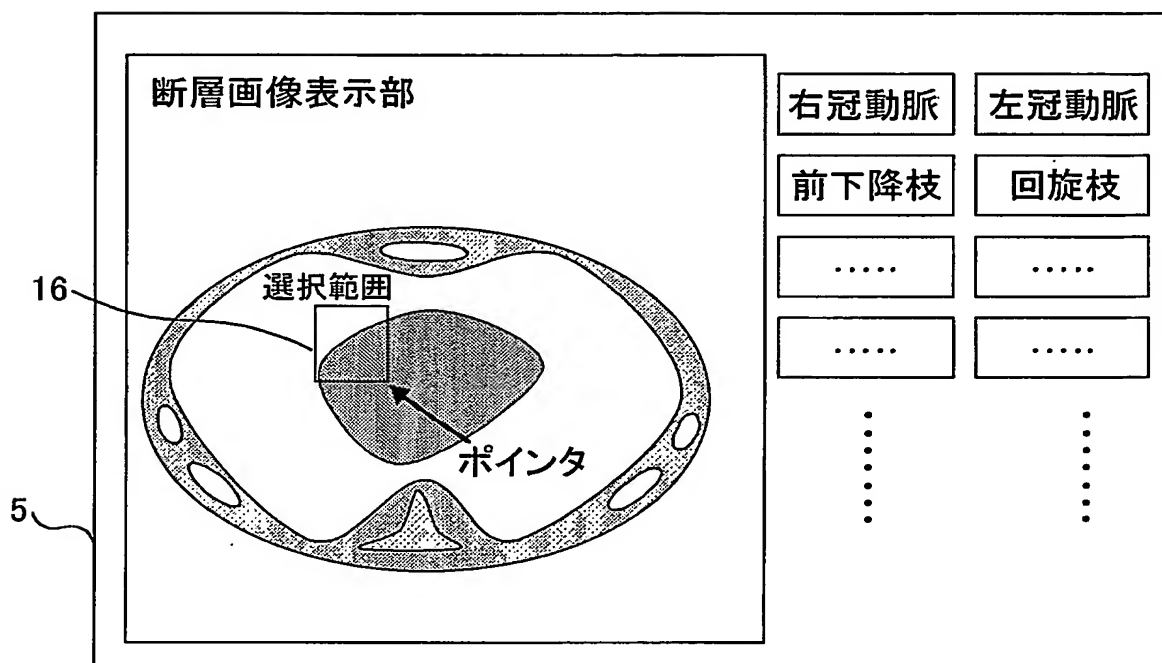
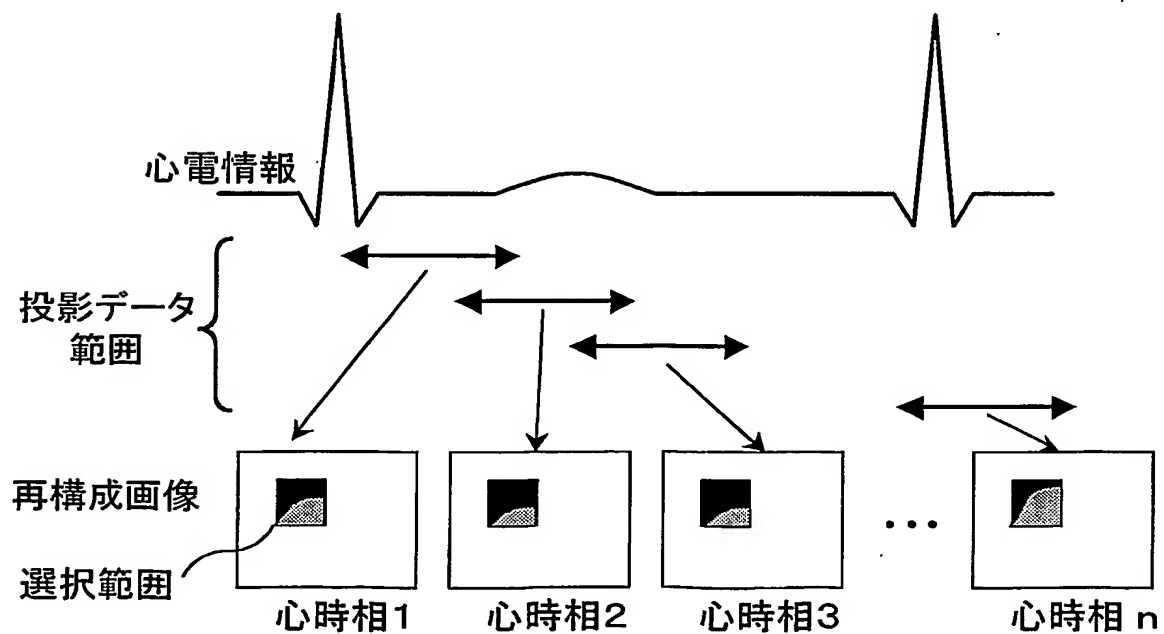


図8



# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.  
PCT/JP03/00090

**A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER**  
Int.Cl<sup>7</sup> A61B6/03

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

**B. FIELDS SEARCHED**

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)  
Int.Cl<sup>7</sup> A61B6/00-6/14

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched  
Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2003  
Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2003 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2003

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)  
JICST FILE [(SHINPAKU+SHINDENZU)\*CT\*(ATHIFAKUTO+GIZO)] (in Japanese)

**C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT**

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	JP 2000-189412 A (Asahi Chemical Industry Co., Ltd.), 11 July, 2000 (11.07.00), Full text; Figs. 1 to 14	1, 15
Y	Full text; Figs. 1 to 14	6, 7, 11, 17, 18
A	Full text; Figs. 1 to 14 (Family: none)	2-5, 8-10, 12-14, 16, 19
Y	JP 2001-137232 A (General Electric Co.), 22 May, 2001 (22.05.01), Full text; Figs. 1 to 9 & EP 1090586 A	6, 7, 11, 17, 18

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ See patent family annex.

<p>* Special categories of cited documents:          "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance          "E" earlier document but published on or after the international filing date          "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)          "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means          "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed</p>	<p>"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention          "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone          "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art          "&amp;" document member of the same patent family</p>
--	---

Date of the actual completion of the international search  
03 February, 2003 (03.02.03)

Date of mailing of the international search report  
25 February, 2003 (25.02.03)

Name and mailing address of the ISA/  
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

## A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl<sup>7</sup> A 6 1 B 6 / 0 3

## B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl<sup>7</sup> A 6 1 B 6 / 0 0 - 6 / 1 4

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2003年
日本国登録実用新案公報	1994-2003年
日本国実用新案登録公報	1996-2003年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

J I C S T 科学技術文献ファイル, [(心拍+心電図)\*C T\*(アーティファクト+偽像)]

## C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
X	J P 2 0 0 0 - 1 8 9 4 1 2 A (ジ-イー横河テクノロジーシステム株式会社) 2 0 0 0 . 0 7 . 1 1 全文、第1-14図	1, 15
Y	全文、第1-14図	6, 7, 11, 17, 18
A	全文、第1-14図 (ファミリーなし)	2-5, 8-10, 12-14, 16, 19
Y	J P 2 0 0 1 - 1 3 7 2 3 2 A (ゼネラル・エレクトリック・カンパニイ) 2 0 0 1 . 0 5 . 2 2 全文、第1-9図 & E P 1 0 9 0 5 8 6 A	6, 7, 11, 17, 18

☐ C欄の続きにも文献が列挙されている。☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

## \* 引用文献のカテゴリー

「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの  
「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの  
「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)  
「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献  
「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの

「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの

「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの

「&amp;」 同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

0 3 . 0 2 . 0 3

国際調査報告の発送日

25.02.03

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/J P)

郵便番号100-8915

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官 (権限のある職員)

安田 明央

2W

9309

電話番号 03-3581-1101 内線 3290